

Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/JP05/000697

International filing date: 20 January 2005 (20.01.2005)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: JP
Number: 2004-026145
Filing date: 02 February 2004 (02.02.2004)

Date of receipt at the International Bureau: 17 March 2005 (17.03.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

26. 1. 2005

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2004年 2月 2日
Date of Application:

出願番号 特願2004-026145
Application Number:

[ST. 10/C] : [JP2004-026145]

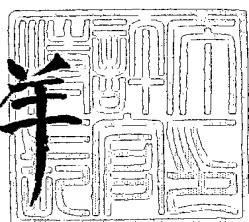
出願人 株式会社日立メディコ
Applicant(s):

2005年 3月 4日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小川

洋



【書類名】 特許願
【整理番号】 03092
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 A61B 6/03
【発明者】
【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
株式会社日立メディコ内
【氏名】 後藤 大雅
【発明者】
【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
株式会社日立メディコ内
【氏名】 宮崎 靖
【発明者】
【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
株式会社日立メディコ内
【氏名】 廣川 浩一
【特許出願人】
【識別番号】 000153498
【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ
【代理人】
【識別番号】 100114166
【弁理士】
【氏名又は名称】 高橋 浩三
【手数料の表示】
【予納台帳番号】 083391
【納付金額】 21,000円
【提出物件の目録】
【物件名】 特許請求の範囲 1
【物件名】 明細書 1
【物件名】 図面 1
【物件名】 要約書 1

【書類名】特許請求の範囲

【請求項 1】

被対象物を透過した透過線を二次元的に配列された検出手段で検出し、検出された投影データから前記被対象物の関心領域の三次元断層撮影像を作成する断層撮影装置において

、前記被対象物における再構成領域を複数の画像データセグメント領域に分割し、

前記検出手段で検出された前記投影データから前記画像データセグメント領域を逆投影するために必要な投影データセグメント領域を抽出し、

前記投影データセグメント領域を用いて前記画像データセグメント領域毎に三次元逆投影処理を実行する処理手段

を備えたことを特徴とする断層撮影装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の断層撮影装置において、処理手段は、前記逆投影されるデータの検出手段のアドレスを、前記投影データセグメント領域における代表的な複数点の検出手段のアドレスに基づいた補間処理によって近似的に算出することを特徴とする断層撮影装置。

【書類名】明細書

【発明の名称】断層撮影装置

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に対し周回方向及び体軸方向に相対的に移動可能に構成された放射線源及び放射線検出器から得られた投影データから被検体の高精細な断層撮影像を生成可する断層撮影装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、周回軸方向に複数の検出器列を配置した多列検出器型X線コンピュータ断層撮影装置（MDCT）が登場した。このMDCTは、周回軸方向に单一の検出器を配置した単一列検出器型X線コンピュータ断層撮影装置（SDCT）に比べ、周回軸方向に検出素子列を複数配列したことによって広い検出器を具備することができるので、一度に広範囲の撮影領域をカバーすることができる。また、MDCTは、より速い速度で被検体を移動させることにより、撮影時間を短縮化でき、呼吸などの動きに起因するアーチファクトを低減することができ、周回軸方向の分解能を大幅に向上させることができるのである。図1は、単一列検出器型X線コンピュータ断層撮影装置（SDCT）と多列検出器型X線コンピュータ断層撮影装置（MDCT）との基本的な構成の違いを示す図である。SDCTは、図1（A）に示すように1個のX線源10に対して単一列のX線検出器11を備え、MDCTは、図1（B）に示すように1個のX線源10に対して複数列（図では8列）のX線検出器12を備えている。

【0003】

このMDCTの場合は、X線検出器列毎に異なる周回軸方向に傾斜角度を複数セット有することになるので、その投影データの次元も増加し、画像再構成法も多様化しているのが現状である。そこで、SDCTで使用されている重み付け螺旋補正逆投影法を改良することによって、高速演算の必要なMDCT用の重み付け螺旋補正逆投影法（二次元再構成法）をはじめとして、より精度の要求される場合の再構成アルゴリズム（三次元再構成法）などとして三次元ラドン変換法や三次元逆投影法などの様々な画像再構成アルゴリズムが提案されている。

【0004】

この三次元再構成法うち、二次元再構成法である重み付け螺旋補正逆投影法では、演算時間が数秒から数十秒程度と高速である。実際の装置では専用のハードウェア（DSPボードやASIC）を用いることにより画像1枚あたり0.2～0.5秒程度で再構成が可能である。また、複数列の検出器から補間ににより1列分の投影データを生成し、二次元逆投影するために必要なメモリ量はSDCTと同程度であり、コスト的にも十分満足できるものである。従って、2列、4列などの検出器列を備えたMDCTでは、この二次元再構成法が一般的に使用されている。

【0005】

しかしながら、重み付け螺旋補正逆投影法では、X線の体軸方向へのビーム傾斜（コーン角）を無視したアルゴリズムとなっているため、16列以上の検出器を備えたMDCT等ではこのコーン角の影響によって画質が著しく劣化し診断精度を低下させている。このために、コーン角の影響の比較的少ない2～8列程度の検出器を備えたMDCTに重み付け螺旋補正逆投影法の使用が限定されているのが現状である。

【0006】

最近は、検出器列数が多くなり、広いコーン角を有するMDCTにおける高精度な再構成法の研究が広く行われている。そのうち、三次元ラドン変換法は、厳密な再構成法であるが演算時間が画像1スライス当たり数十分から数時間という膨大な時間を要するために実用には至っていない。

【0007】

これに対し、三次元逆投影法は、近似的な再構成法ではあるがコーン角を考慮した比較

的高精度な再構成法であり、演算が画像1スライス当たり数分から數十分程度であり、専用のハードウェアを用いることによってもっと高速に演算することが可能であり、比較的高速でありかつ実用的である。そのため、この三次元逆投影法を搭載したM D C Tの実現に向けて開発が進められている。

【0008】

コーン角を正確に扱う高精度な再構成法の問題点の1つは、従来のS D C Tで用いられていた二次元逆投影法と比較して再構成演算時に要するメモリ量が大幅に増大することである。ここで、逆投影演算器では、逆投影に必要な処理データ（投影データ）をハードディスクから読み出し、高速メモリ（例えば、キャッシュメモリ）に格納し、高速メモリ内のデータに対して逆投影処理を実行している。この時の処理データ量が大きい場合には、低速な大容量メモリ（例えば、D R A M M）に格納され、演算に必要なデータが高速メモリ内に存在しない場合には、低速メモリから逐次読み出され、高速メモリのデータが更新され、その更新後に処理が行われている。一般に、高速メモリは高価であるため、安価な低速メモリよりも比較的少ない容量を備えた場合がほとんどである。

【0009】

逆投影処理のための処理メモリ量について検討すると、重み付け螺旋補正逆投影法では複数の検出器列データから補間により1列分の螺旋補正投影データを生成する。逆投影処理は、ビュー毎に行われるため、必要なメモリ量（処理データ量）は1ビュー分である。つまり、1回（1ビュー分）の逆投影に必要なメモリは1列分×チャンネル数分である。例えば、チャンネル数が1000 [c h] とすると約2 [K b y t e] (\approx 1000 [c h] \times 1 [r o w] \times 2 [b y t e]) のメモリ量が必要である。一方、三次元ラドン変換法や三次元逆投影法では、複数列の検出器データをそのまま扱う必要があるので、1回（1ビュー分）の逆投影に必要なメモリ量は、検出器列数に比例して増加し、例えば、128列の検出器を有するM D C Tの場合、重み付け螺旋補正逆投影法における必要メモリ量の128倍、約256 [K b y t e] となる。

【0010】

このように、必要なメモリ量（処理データ量）が増加することによって、演算器内部の高速メモリ内にデータを格納することができなくなり、演算器外部に接続された低速メモリに処理データを一時的に記憶しておき、必要に応じてデータを順次入れ替えながら処理を行うという、メモリのスワップが必要となってくる。この場合、処理速度は、高速メモリと低速メモリ間のデータ伝送速度に依存し、伝送速度以上の演算速度を得ることはできず、演算時間の遅延を引き起こしていた。また、専用のハードウェアを作成した場合でも、同様の現象が生じる。このように伝送速度以上の演算速度を得るためにには、高価な高速メモリの容量を増加することであるが、これは大幅なコストの増大につながり、好ましくなかった。

【0011】

コーン角を正確に扱う高精度な再構成法の別の問題点は、従来のS D C Tで用いられていた二次元逆投影法と比較して演算時間が増大することである。これまでS D C Tや4列M D C Tで用いられてきた二次元逆投影法では、螺旋軌道撮影データに対して重み付けによって螺旋補正した単一列の仮想円軌道撮影データから逆投影を行うため、検出器列方向のアドレス計算は不要であった。これに対し、三次元逆投影法では、複数列の検出器データにアクセスするために次式に示すような

【数01】

$$t_1(x_1, y_1, \phi) = x_1 \cdot \cos \phi + y_1 \cdot \sin \phi \quad (1)$$

$$v_1(x_1, y_1, z_1, \phi) = \frac{(z_1 - z_s(x_1, y_1, \phi)) \cdot SID}{L(x_1, y_1, \phi)} \quad (2)$$

ここで、

【数02】

$$z_s(x_1, y_1, \phi) = \frac{T \cdot [\phi + \arcsin\left\{\frac{t_1(x_1, y_1, \phi)}{SOD}\right\}]}{2\pi} + z_{s0} \quad (3)$$

$$L(x_1, y_1, \phi) = D(x_1, y_1, \phi) + w(x_1, y_1, \phi) \quad (4)$$

$$D(x_1, y_1, \phi) = \sqrt{SOD^2 - t_1^2} \quad (5)$$

$$w(x_1, y_1, \phi) = -x_1 \cdot \sin \phi + y_1 \cdot \cos \phi \quad (6)$$

で示されるような複雑な演算によって、チャンネル方向及び列方向の検出器アドレスを算出（アドレッシング）する必要がある。ここで、本発明で述べる3次元逆投影法は上述の式（1）～（6）に限定されず、いかなる3次元逆投影法にも適用し得るものである。

【0012】

図2は、単一列検出器型X線コンピュータ断層撮影装置（S D C T）の再構成法の概念を示す図である。図3は、多列検出器型X線コンピュータ断層撮影装置（M D C T）の再構成法の概念を示す図である。図3に示すM D C Tの再構成法における演算では、再構成画像30のx, y方向の線形的な変化に対し、対応する検出器アドレスはチャンネル方向に線形、列方向には非線形に変化する。一方、図2に示すS D C Tの再構成法における演算では、再構成画像20のx, y方向の線形的な変化に対し、対応する検出器アドレスもチャンネル方向に線形に変化する。このように三次元逆投影法では、図2に示すような従来の再構成法と比較して、アドレッシングが二次元であること、そのアドレッシングが複

雑であることに起因して、処理の大幅な遅延を伴うという欠点を有する。特に、三次元逆投影法における列方向のアドレッシングは非常に複雑な非線形となり、数式変形による簡略化が困難であることも大きな原因である。

【0013】

このような問題を解決するために、特許文献1に示すような方法が提案されている。特許文献1には、再構成画像領域を小領域に分割し、この小領域用のメモリを高速メモリに確保し、分割した小領域毎に逆投影演算を行う方法が記載されている

【特許文献1】特開2003-24326号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

しかしながら、特許文献1のように高速メモリに格納された小領域（画像領域）に逆投影するために、投影データを全て高速メモリに格納することはメモリの増大につながるため好ましくない。さらに、検出器列の数が増加したようなMDCTの場合には、処理する投影データ量が膨大となることが問題であり、このことは、処理メモリ量の顕著な増加を招くものであり、演算の遅延化に対しては有効でない。

【0015】

本発明の目的は、大幅なコスト増加を伴うことなく、必要なメモリ容量を低減し、高画質な断層撮影像を高速に生成することのできる断層撮影装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明に係る断層撮影装置の第1の特徴は、被対象物を透過した透過線を二次元的に配列された検出手段で検出し、検出された投影データから前記被対象物の関心領域の三次元断層撮影像を作成する断層撮影装置において、前記被対象物における再構成領域を複数の画像データセグメント領域に分割し、前記検出手段で検出された前記投影データから前記画像データセグメント領域を逆投影するために必要な投影データセグメント領域を抽出し、前記投影データセグメント領域を用いて前記画像データセグメント領域毎に三次元逆投影処理を実行する処理手段を備えたことである。この発明に係る断層撮影装置は、逆投影処理に必要なメモリ量を低減するため、再構成領域を複数の小領域（画像データセグメント領域）に分割し、撮影により得られた投影データから分割した画像データセグメント領域毎に逆投影処理で必要な最小限の投影データセグメント領域を抽出し、抽出された投影データセグメント領域を用いて小領域の画像データセグメント領域毎に逆投影処理を実行するようにしたものである。なお、高速メモリの容量を最大限活用するためには、投影データのビュー方向サイズは再構成処理で利用可能なメモリ容量に応じて決定するようになれば良い。また、再構成処理の複雑さを低減するために、再構成領域を画像データセグメントに分割する際には同じ大きさの小領域に分割することが好ましい。さらに、一度に扱う処理メモリ量を低減するため、投影データセグメント領域のビュー方向サイズは1ビュー一分にすることが好ましい。

【0017】

本発明に係る断層撮影装置の第2の特徴は、前記第1の特徴に記載の断層撮影装置において、処理手段が、前記逆投影されるデータの検出手手段のアドレスを、前記投影データセグメント領域における代表的な複数点の検出手手段のアドレスに基づいた補間処理によって近似的に算出することである。これは、画像データセグメント毎の逆投影処理において、投影データセグメント上のアドレスを画像データセグメント領域上の全てではなく、代表される複数点のアドレスから補間処理により算出するようにしたものである。これによつて、逆投影処理における検出手手段のアドレス算出を高速に行うことができる。

【発明の効果】

【0018】

本発明に係る断層撮影装置によれば、大幅なコストの増加を伴うことなく、高速に、高画質な画像を得ることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、添付図面を用いて、本発明に係る断層撮影装置の一実施の形態について詳細に説明する。図4は、本発明に係る断層撮影装置の一実施の形態である多列検出器型X線断層撮影装置の全体構成を示す図である。この多列検出器型X線断層撮影装置のスキヤン方式は、ローテートーローテート方式（第3世代）であり、大きく分けて、スキヤナ40と、操作ユニット50と、被検体を載せて移動するための寝台60とから構成されている。

【0020】

スキヤナ40は、中央制御装置400、X線制御装置401、高電圧発生装置402、高圧スイッチングユニット403、X線発生装置404、X線検出器405、プリアンプ406、スキヤナ制御装置407、駆動装置408、コリメータ制御装置409、寝台制御装置410、寝台移動計測装置411などで構成されている。操作ユニット50は、表示装置、入力装置、記憶装置などから構成される入出力装置51と、再構成演算装置及び画像処理装置などから構成される演算装置52とで構成される。入力装置は、マウスやキーボードなどで構成された寝台移動速度情報や再構成位置などの計測・再構成パラメータを入力するものであり、記憶装置は、これらの情報を記憶するものであり、表示装置は、これらの情報や再構成画像などの各種データを表示するものである。再構成演算装置は、多列検出器から得られたデータを処理するものであり、画像処理装置は、再構成画像などに種々の処理を施して表示装置に表示するものである。

【0021】

中央制御装置400は、操作ユニット50の入力装置から撮影条件（寝台移動速度、管電流、管電圧、スライス位置など）や再構成パラメータ（関心領域、再構成画像サイズ、逆投影位相幅、再構成フィルタ関数など）を入力し、その指示に基づいて、撮影に必要な制御信号をX線制御装置401、寝台移動装置410及びスキヤナ制御装置407に送信し、撮影スタート信号を受けて撮影を開始する。撮影が開始されるとX線制御装置401により高電圧発生装置402に制御信号が送られ、高電圧が高圧スイッチングユニット403を介してX線発生装置404に印加され、X線発生装置404から出射したX線は被検体に照射され、その透過光がX線検出器405に入射される。同時に、スキヤナ制御装置407からは、駆動装置408に制御信号が送られ、X線発生装置404、X線検出器405及びプリアンプ406が被検体の周りを周回制御される。一方、寝台制御装置410により被検体を乗せた寝台60が静止することによって、図5（A）のように円軌道スキヤンが行われ、X線発生装置404等の周回軸方向に平行移動することによって、図5（B）のように螺旋軌道スキヤンが行われる。

【0022】

X線発生装置404から出射されたX線は、コリメータ制御装置409によって制御されたコリメータ412によりその照射領域を制限され、被検体内の各組織で吸収（減衰）され、被検体を透過し、X線検出器405で検出される。X線検出器405で検出されたX線は、そこで電流に変換され、プリアンプ406で増幅され、投影データ信号として操作ユニット50の演算装置52に入力される。演算装置52に入力された投影データ信号は、演算装置52内の再構成演算装置で画像再構成処理される。この再構成画像は、入出力装置51内の記憶装置に保存され、入出力装置51の表示装置でCT画像として表示される。

【0023】

図1に示したように、多列検出器型CTでは、単一列検出器型CTに比べて、検出素子が周回軸方向に複数列並べられ、全体としては、単一検出器型CTよりも広い検出器を実現している。また、単一列検出器型CTでは周回軸に対してX線ビームが直交しているが、多列検出器型CTでは、ミッドプレーン（中心列）から離れるに従ってX線が周回軸に対して傾斜角（コーン角）を有するようになっている。

【0024】

図6は、この実施の形態の断層撮影装置に関する再構成画像領域の分割例を示す図であ

る。この実施の形態では、2次元または3次元の再構成画像領域を複数の画像データセグメント $61 \sim 6n$ に分割する。再構成マトリクスが 512×512 である場合、x軸方向の分割数をMとし、y軸方向の分割数をN、Z軸方向の分割数をLとして、以下のように決定する。

$$M = 2^m \quad m \text{は} 0 \text{以上の整数}$$

$$N = 2^n \quad n \text{は} 0 \text{以上の整数}$$

$$L = 2^l \quad l \text{は} 0 \text{以上の整数}$$

このように決定することによって、再構成単位である画像領域をx方向、y方向に整数である等しいサイズに分割することができ、画像データセグメント $61 \sim 6n$ 内の各画素にアクセスするための処理ループを画像セグメントデータ $61 \sim 6n$ で共有できるなど、処理の複雑さを低減することができる。なお、ここでは、簡単のため1枚分の再構成画像で示したが、もちろん3次元的な領域に分割することもできる。

【0025】

図7は、画像データセグメントに対応する投影データセグメントに関して示す図である。逆投影処理では、画像データセグメント $61 \sim 6n$ に応じて分割された投影データセグメント $71 \sim 73$ を抽出し、それを高速メモリ内に読み込まれた投影データセグメント $71 \sim 73$ に基づき逆投影処理する。なお、ここでは、簡単のために投影データ領域を矩形で切り出しているが、ひし形や平行四辺形などの多角形で切り出してもよい。

【0026】

図8は、画像データセグメントに対応する投影データセグメントの切り出し法の処理フローを示す図である。

ステップS81のcalc_address()では、2次元画像データセグメント 61 における隅の4点($p(x1, y1), p(x2, y2), p(x3, y3), p(x4, y4)$)に対応する投影データセグメント 71 の検出器アドレス($rw1, ch1, rw2, ch2, rw3, ch3, rw4, ch4$)をそれぞれ算出する。また、3次元画像セグメントの場合には、隅の8点($p(x1, y1, z1), p(x2, y2, z2), \dots, p(x8, y8, z8)$)に対する投影データセグメントの検出器アドレス($rw1, ch1, \dots, rw8, ch8$)をそれぞれ算出する。この算出には、例えば、前述の式(1)～式(6)を用いてよい。

【0027】

ステップS82のcalc_maxmin4()では、ステップS81で算出した検出器アドレスの最大値及び最小値($max_rw, max_ch, min_rw, min_ch$)をそれぞれ算出する。この値は、前記検出器アドレス($rw1, ch1, rw2, ch2, rw3, ch3, rw4, ch4, \dots$)の値を単純に比較することによって算出可能である。

【0028】

ステップS83のcalc_cut_size()では、ステップS82で算出された検出器アドレスに基づいて、図7に示すような投影データセグメント 71 の列方向及びチャンネル方向のサイズ(rw_size, ch_size)を算出する。このサイズは、ステップS82における検出器アドレスの最大値及び最小値($max_rw, max_ch, min_rw, min_ch$)を次式
 $rw_size = max_rw - min_rw$
 $ch_size = max_ch - min_ch$
に代入することによって算出される。

【0029】

ステップS84のcalc_base_address()では、図7に示す投影データセグメント 71 の投影データ上の基準アドレス(rw_base, ch_base)を算出する。このアドレスは、ステップS82における検出器アドレスの最大値及び最小値($max_rw, max_ch, min_rw, min_ch$)を次式
 $rw_base = min_rw$

`ch_base = min_ch`
に代入することによって算出される。

【0030】

ステップS85の`cut_data()`では、投影データセグメント71のサイズ(`rw_size, ch_size`)及び基準アドレス(`rw_base, ch_base`)に基づき投影データから投影データセグメント71を抽出する。ここでは、ステップS83で、投影データセグメントのサイズを算出したが、投影データセグメントを格納するのに十分であるところの予め決定された固定サイズを使用しても構わない。

【0031】

ステップS86の`calc_interpolation_data()`では、画像データセグメント61内の全てではない複数点の検出器アドレスから画像データセグメント内の再構成点の検出器アドレスを算出する。図9は、ステップS86の処理の概念を示す図である。図9に示すように、矩形に分割された画像データセグメント61における隅の4点(`p(x1, y1), p(x2, y2), p(x3, y3), p(x4, y4)`)に対応する検出器アドレスに基づいて、線形補間処理によって再構成画素点`p(x5, y5)`の検出器アドレスを算出する。具体的には、隅の4点(`p(x1, y1), p(x2, y2), p(x3, y3), p(x4, y4)`)に対応する検出器アドレスを(`rw1, ch1), (rw2, ch2), (rw3, ch3), (rw4, ch4)`とし、再構成点の検出器アドレスを(`rw5, ch5`)とした場合、それぞれに補間係数を乗算し、加算することで

```
rw5=coeff1*rw1+coeff2*rw2+coeff3*rw3+coeff4*rw4
```

```
ch5=coeff1*ch1+coeff2*ch2+coeff3*ch3+coeff4*ch4
```

として求められる。

【0032】

ただし、coeff1, coeff2, coeff3, coeff4は補間係数であり、ラグランジュ補間の場合は以下のように示される。

```
coeff1=((x5-x1)*(x5-x2)*(x5-x3))/((x0-x1)*(x0-x2)*(x0-x3))*  
((y5-y1)*(y5-y2)*(y5-y3))/((y0-y1)*(y0-y2)*(y0-y3))
```

```
coeff2=((x5-x0)*(x5-x2)*(x5-x3))/((x1-x0)*(x1-x2)*(x1-x3))*  
((y5-y0)*(y5-y2)*(y5-y3))/((y1-y0)*(y1-y2)*(y1-y3))
```

```
coeff3=((x5-x0)*(x5-x1)*(x5-x3))/((x2-x0)*(x2-x1)*(x2-x3))*  
((y5-y0)*(y5-y1)*(y5-y3))/((y2-y0)*(y2-y1)*(y2-y3))
```

```
coeff4=((x5-x0)*(x5-x1)*(x5-x2))/((x3-x0)*(x3-x1)*(x3-x2))*  
((y5-y0)*(y5-y1)*(y5-y2))/((y3-y0)*(y3-y1)*(y3-y2))
```

ここでは、隅の4点を用いているがこれに限定はされない。また、上下左右の6点から6点補間してもよい。さらに、算出する検出器アドレスは演算の複雑な列位置のみであっても構わない。ステップS86の画像データセグメント内の再構成点の検出器アドレスの算出が終了したら、次の画像データセグメント62及び投影データセグメント72についても同様の処理を実行する。このときに、画像データセグメント61における2点の`p(x2, y2), p(x3, y3)`及び投影データセグメント71の検出器アドレス(`rw2, ch2), (rw3, ch3)`などは共有することができる所以、処理の複雑さやメモリ容量を低減することができる。3次元画像データの場合にも、同様の方法で、算出することが可能である。

【0033】

本発明の様々な実施例に関する以上の記述から、本発明の目的が達成されたことは明らかである。本発明を詳細にわたって記述すると共に図示したが、これらは説明及び例示のみを意図したものであって、これらに限定されるものではない。

また、本実施の形態では、X線を用いた断層撮影装置を例に説明したが、これに限定されず、中性子線や陽電子やガンマ線や光を用いた断層撮影装置にも適用可能である。また、スキャン方式も第1世代、第2世代、第3世代、第4世代といずれの方式かに限定され

るものではなく、X線源を複数搭載した多管球CTやカソードスキャンCTや電子ビームCTに対しても使用することが可能である。また、検出器形状もX線源を中心とした円筒表面に配置された検出器、平面検出器、X線源を中心とした球面上に配置された検出器、周回軸を中心とした円筒表面に配置された検出器などいずれの検出器にも適用することが可能である。また、本発明は、螺旋軌道スキャンに限定されず、円軌道スキャンにも適用することが可能である。また、本発明では、再構成画像領域をx方向、y方向に同一数に分割したが、これに限定されず、x方向とy方向で異なる数に分割することができる。また、再構成画像領域をx y z空間にて矩形に分割したが、三角形や8角形などの多角形に分割してもよく、再構成画像領域を極座標上で分割してもよい。投影データセグメント領域のサイズは再構成処理で利用可能なメモリ容量に応じて決定することが好ましい。このように、本発明の要旨は、特許請求の範囲によってのみ限定されるものとする。

【図面の簡単な説明】

【0034】

【図1】単一列検出器型X線コンピュータ断層撮影装置（S D C T）と多列検出器型X線コンピュータ断層撮影装置（M D C T）との基本的な構成の違いを示す図である。

【図2】単一列検出器型X線コンピュータ断層撮影装置（S D C T）の再構成法の概念を示す図である。

【図3】多列検出器型X線コンピュータ断層撮影装置（M D C T）の再構成法の概念を示す図である。

【図4】本発明に係る断層撮影装置の一実施の形態である多列検出器型X線断層撮影装置の全体構成を示す図である。

【図5】X線コンピュータ断層撮影装置で使用される円軌道スキャン及び螺旋軌道スキャンの概念を示す図である。

【図6】この実施の形態の断層撮影装置に関する再構成画像領域の分割例を示す図である。

【図7】画像データセグメントに対応する投影データセグメントに関して示す図である。

【図8】画像データセグメントに対応する投影データセグメントの切り出し法の処理フローを示す図である。

【図9】ステップS86の補間処理の概念を示す図である。

【符号の説明】

【0035】

1 0 … X線源

1 1 , 1 2 … X線検出器

2 0 , 3 0 … 再構成画像

4 0 … スキャナ

4 0 0 … 中央制御装置

4 0 1 … X線制御装置

4 0 2 … 高電圧発生装置

4 0 3 … 高圧スイッチングユニット

4 0 4 … X線発生装置

4 0 5 … X線検出器

4 0 6 … プリアンプ

4 0 7 … スキャナ制御装置

4 0 8 … 駆動装置

4 0 9 … コリメータ制御装置

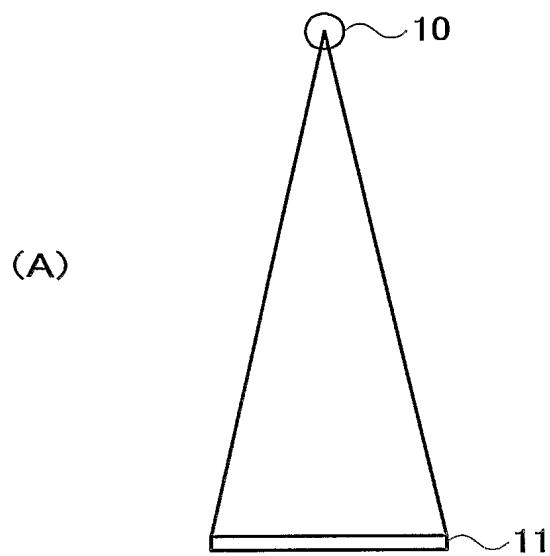
4 1 0 … 寝台制御装置

4 1 1 … 寝台移動計測装置

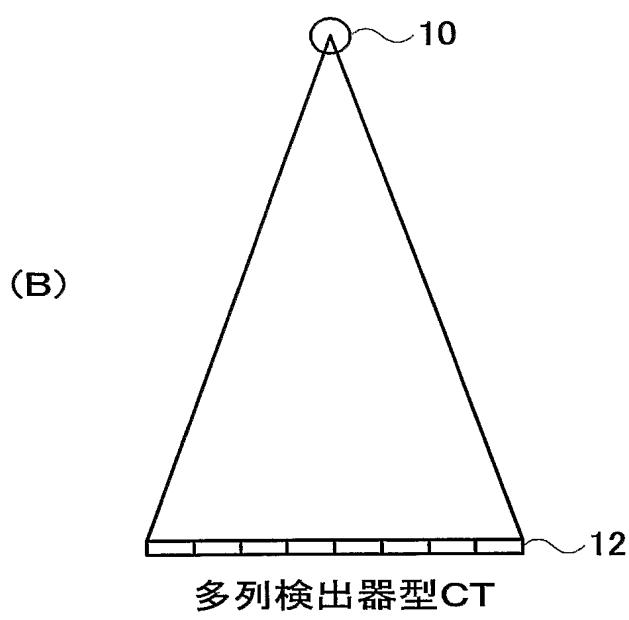
5 0 … 操作ユニット

5 1 …入出力装置
5 2 …演算装置
6 1 ~ 6 3 …画像データセグメント
7 1 ~ 7 3 …投影データセグメント

【書類名】 図面
【図1】

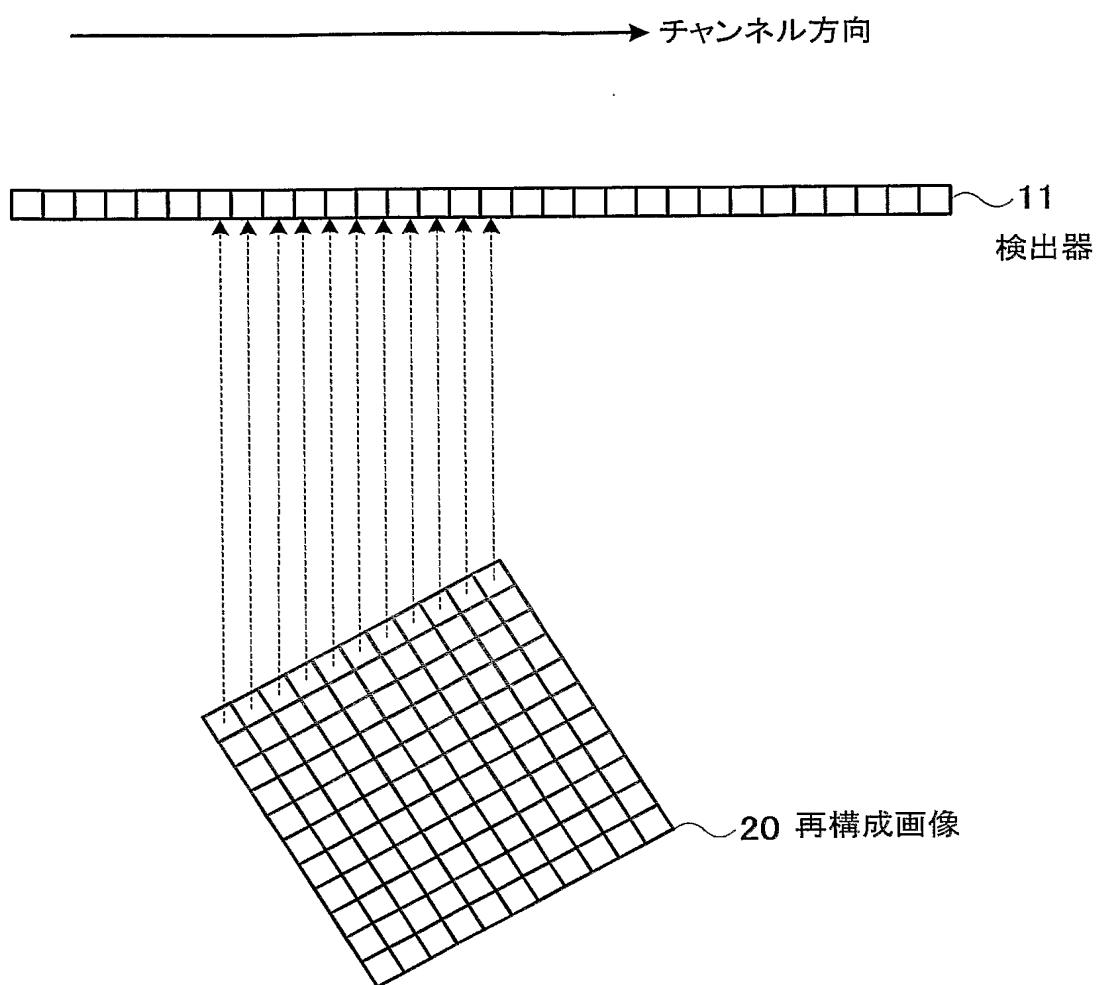


单一列検出器型CT

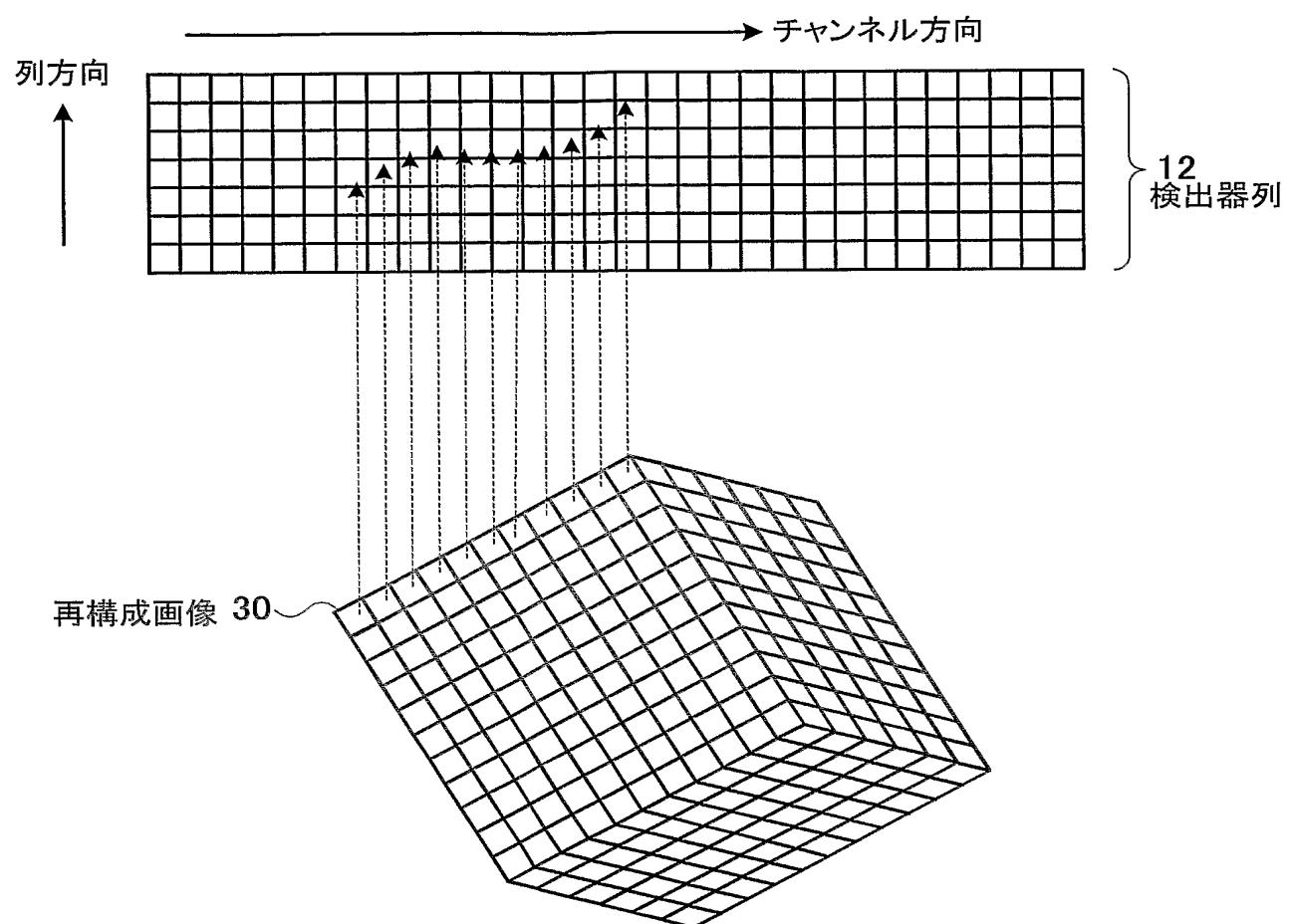


多列検出器型CT

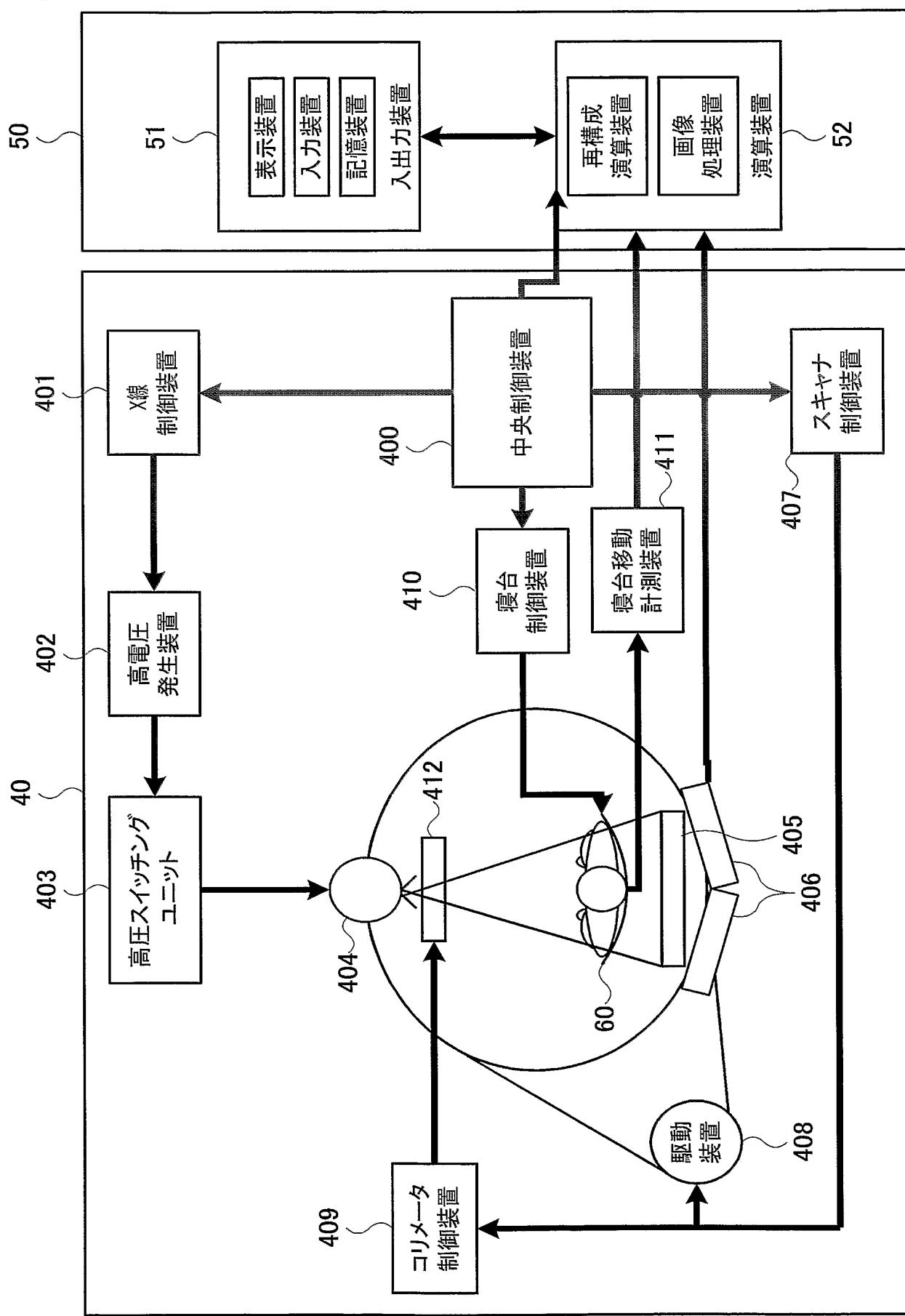
【図2】



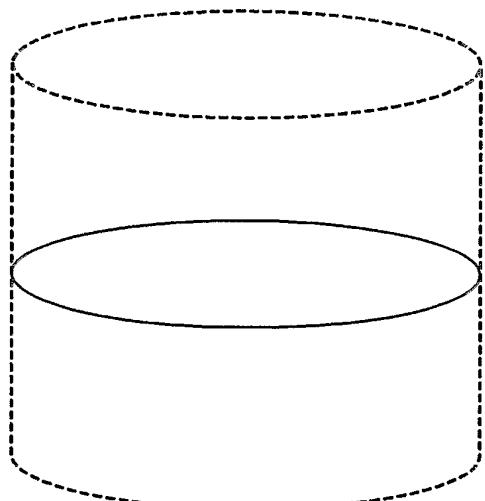
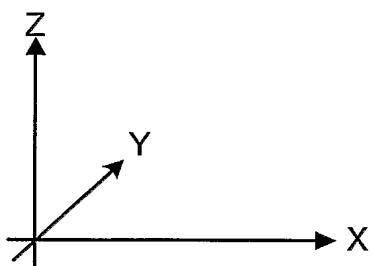
【図3】



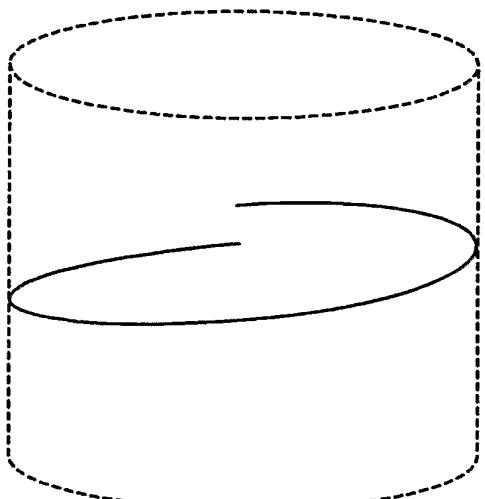
【図4】



【図5】

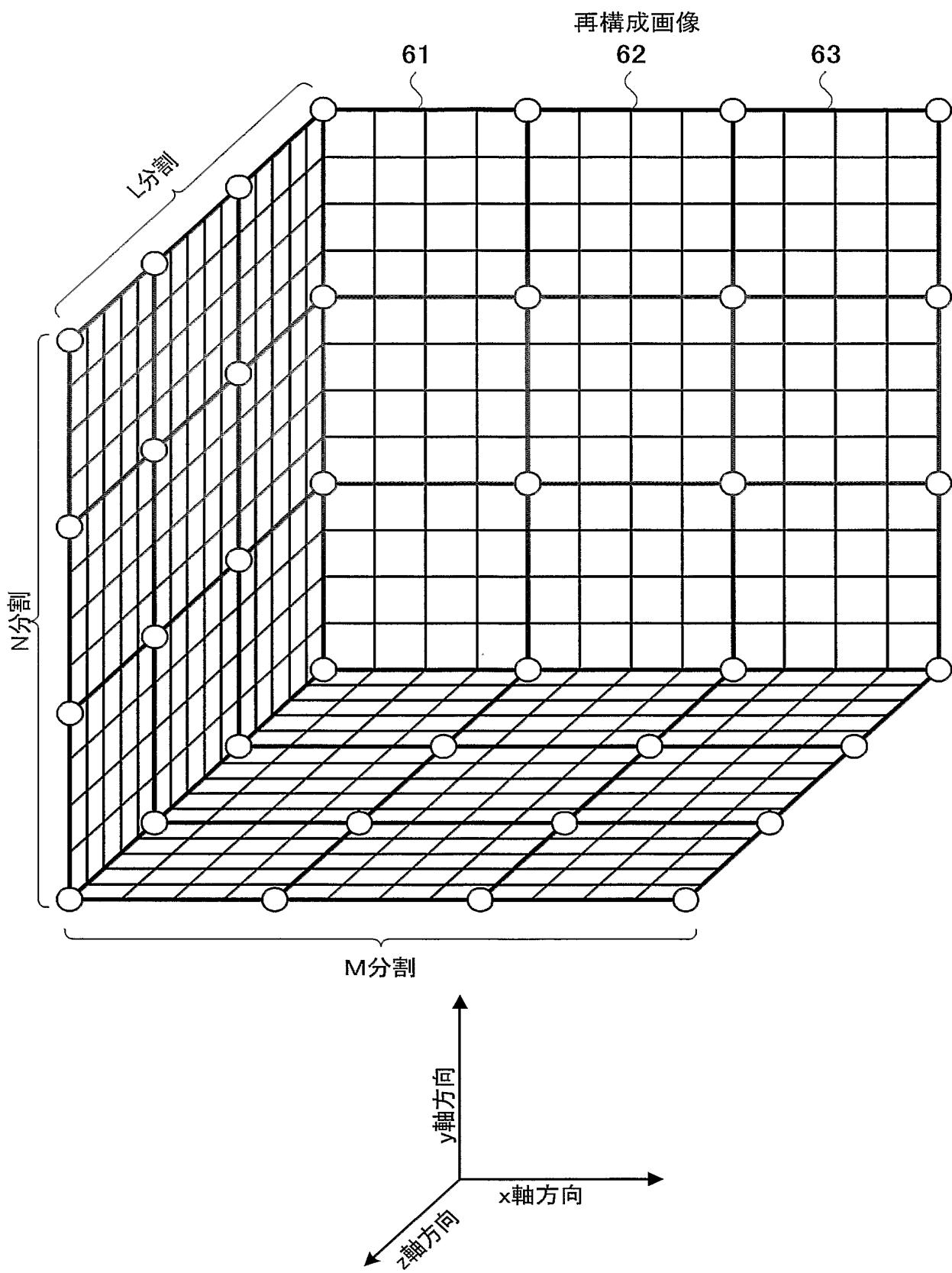


(A) 円軌道スキャン

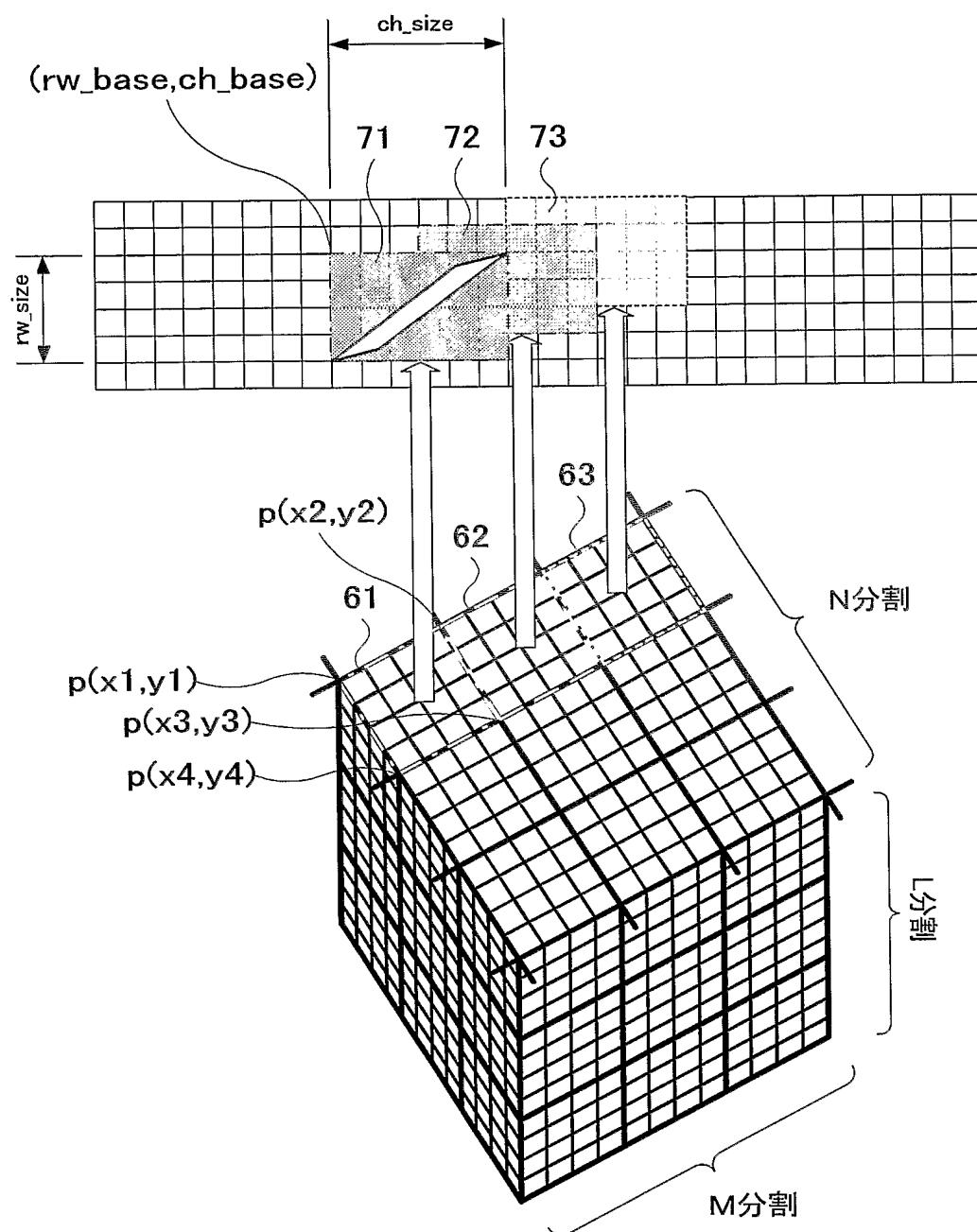


(B) 螺旋軌道スキャン

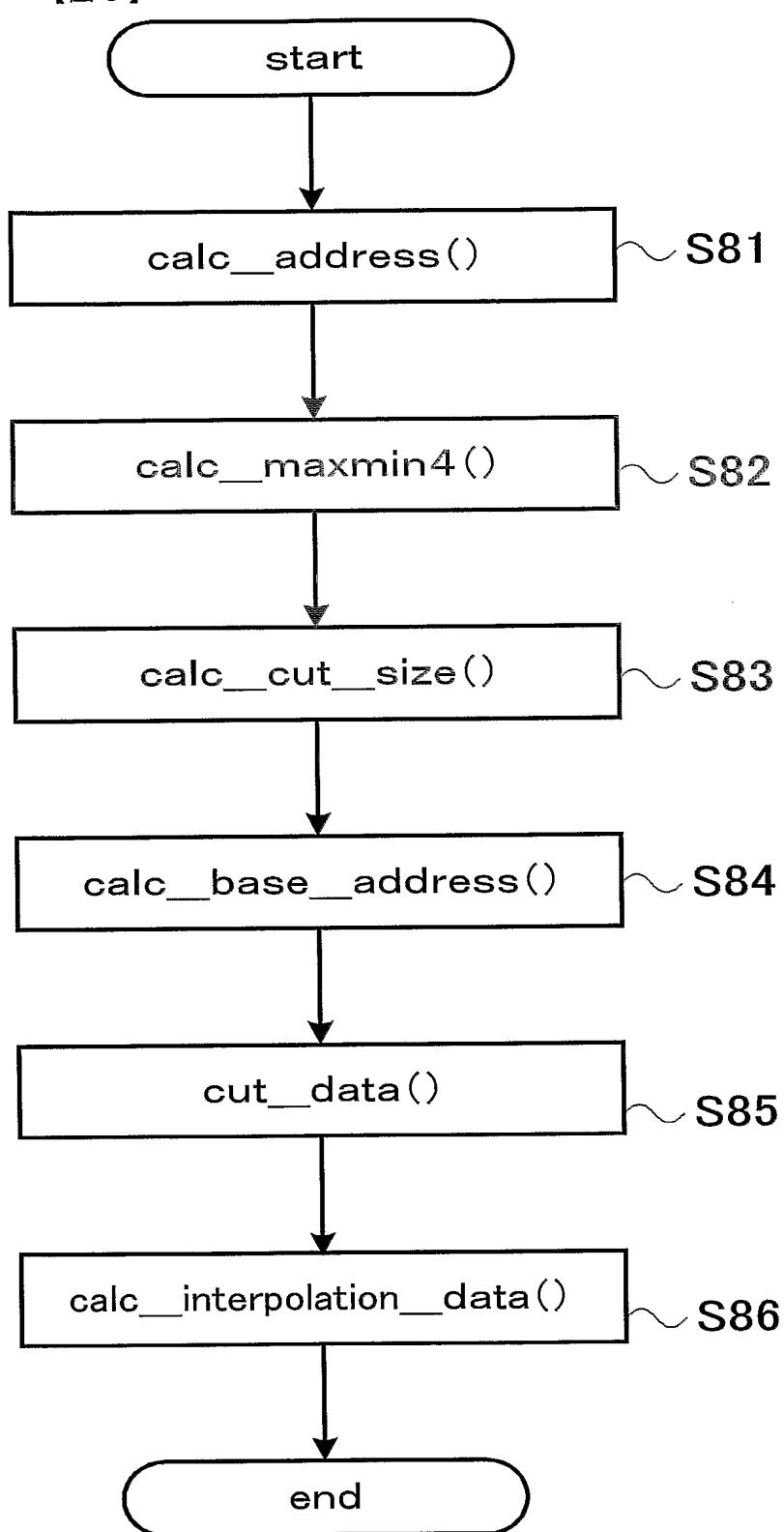
【図6】



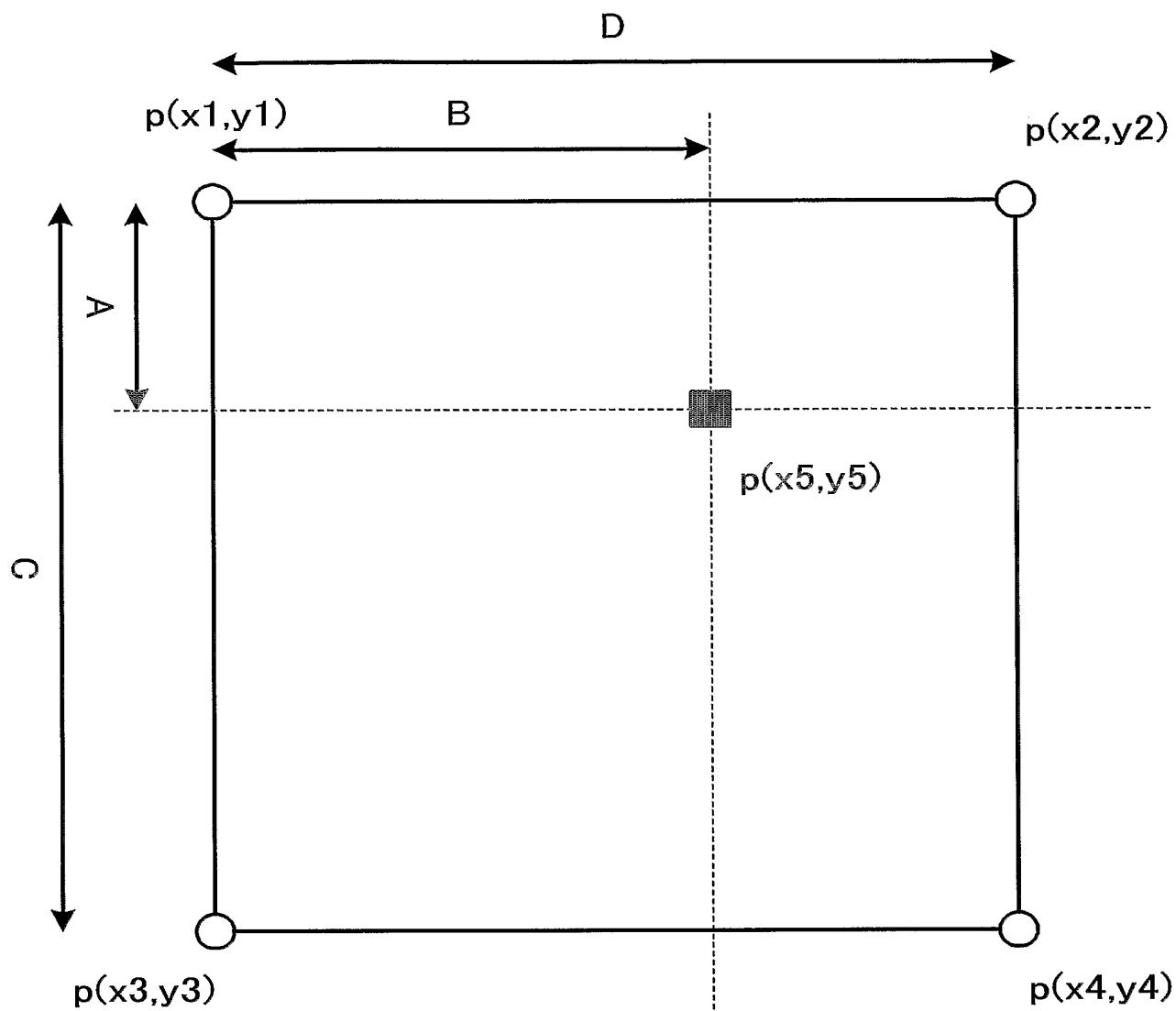
【図7】



【図8】



【図 9】



【書類名】要約書

【要約】

【課題】 断層撮影装置において、安価なシステムを用いて断層撮影像を高画質に高速に生成可能な装置を実現する。

【解決手段】 再構成画像領域を複数の画像データセグメントに分割し、撮影により得られた投影データから、画像データセグメント毎に逆投影処理で必要なデータを抽出し、画像データセグメント毎に逆投影処理する。また、逆投影処理で使用するデータの検出器アドレスを画像領域内の全てではない複数点の検出器アドレスから補間処理により得る。

【選択図】 図7

認定・付加情報

特許出願の番号	特願2004-026145
受付番号	50400171170
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成16年 2月10日

<認定情報・付加情報>

【提出日】 平成16年 2月 2日

特願 2004-026145

出願人履歴情報

識別番号 [000153498]

1. 変更年月日 1990年 8月10日

[変更理由] 新規登録

住所 東京都千代田区内神田1丁目1番14号

氏名 株式会社日立メディコ